Die Zugbeanspruchung der Steg-Gelenk- und Steg-Geschiebe-Prothese

---

von

Wolfram Cremers

aus Leisnig

1967

1967 Nr 214

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41535718_0051

Aus der Prothetischen Abteilung
(Vorstand: Prof. Dr. Dr. H. Paschke)
der Klinik und Poliklinik für Zahn- Mund- und Kieferkranke
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. Dr. G. Steinhardt

Die Zugbeanspruchung der Steg-Gelenk- und Steg-Geschiebe-Prothese

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
zu Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Wolfram Cremers
aus Leisnig

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen
Fakultät der Universität Erlangen-Nürnberg

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan: Prof. Dr.K.-G. OBER
Referent: Priv. Doz. Dr. L. KOBES
Korreferent: Prof. Dr.Dr. H. PASCHKE
Tag der mündlichen Prüfung: 22.7.1967

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet

Inhaltsverzeichnis

		Seite
I.	Allgemeiner Teil	2
	A. Die Steg-Gelenk-Prothese	2
	1.) Historisches	2
	2.) Konstruktion, Elemente und Funktion des Steg-Gelenkes nach E. Dolder	2
	3.) Die Dynamik des Steg-Gelenkes	5
	4.) Indikation der Steg-Gelenk-Prothese	10
	B. Die Steg-Geschiebe-Prothese	
	1.) Historisches	13
	2.) Der Candulor-Barren	13
	3.) Konstruktion, Elemente und Funktion des Steg-Geschiebes nach E. Dolder	14
	4.) Indikation der Steg-Geschiebe-Prothese	16
II.	Experimenteller Teil	18
	A. Bisher erfolgte Untersuchungen	18
	B. Eigene Untersuchungen	20
	1.) Problemstellung	20
	2.) Herstellung der Modelle	21
	3.) Versuchsanordnung	28
	4.) Resultate	30
	a) Allgemeines	50
	b) Das Steg-Gelenk	51
	c) Das Steg-Geschiebe	52
III.	Zusammenfassung	53
IV.	Literaturverzeichnis	55

I. Allgemeiner Teil

Die Steggelenk-Prothese

1.) Historisches

GOSLEE (15) und GILMORE (14) publizierten in den Jahren 1912/13 in den Vereinigten Staaten von Amerika eine wissenschaftliche Arbeit, "A new attachment", "A method of retention", in der sie ein Halteelement beschrieben, das aus einem kreisrunden Steg und einer offenen zylindrischen Hülse von 4 mm Länge besteht. +) Die Hülse wurde über den kreisrunden Steg geschoben. Funktionsanalytisch besitzt der GILMORE-Reiter nach WUPPER (24) die Eigenschaft eines Gelenkes mit einem Freiheitsgrad, also eines Scharnieres. Der Hülse werden geringe transversale Pendelbewegungen durch die Resilienz der Schleimhaut um eine horizontale Rotationsachse ermöglicht. Dieses Attachment fand bei abnehmbaren Brücken und Prothesen Verwendung.

2.) Konstruktion, Funktion und Elemente des Steg-Gelenkes nach E. DOLDER

Das Steg-Gelenk nach E. DOLDER ist ein zerlegbares Scharniergleitgelenk und besteht aus 2 Teilen, dem im Munde festsitzenden Steg, der zwischen 2 oder mehreren Wurzelkappen befestigt ist und der Hülse, die in der Prothesenbasis verankert wird. Der in seinem Querschnitt eiförmige Steg (s. Abb. 1) besteht aus gezogenem Profildraht und wird in 2 Größen geliefert.

+) zitiert nach E. DOLDER

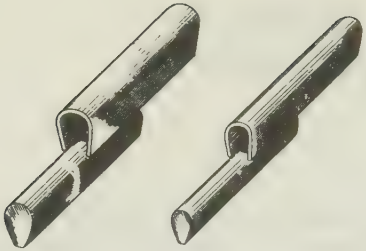


Abb. 1 Das Steggelenk nach E.DOLDER bestehend aus Steg und Hülse, links die Normalgröße, rechts der etwas kleinere Mikrosteg.

Dementsprechend unterscheiden wir, wie auch beim Steg-Geschiebe nach E.DOLDER, einen Normalsteg und einen Mikrosteg. (s.Abb. 1). Der Normalsteg hat an seiner im oberen Drittel liegenden breitesten Stelle einen Durchmesser von 2 mm. Seine Höhe beträgt 3 mm.

Abb. 2 Das Steg-Gelenk im Querschnitt, seine Abmessungen und Funktion.

Der aus dem gleichen Profil bestehende Mikrosteg hat an seinem stärksten eiförmigen Querschnitt einen Durchmesser von 1,6 mm und eine Höhe von 2,3 mm.

Die Hülse des Steg-Gelenkes ist ebenfalls von eiförmigen Querschnitt und umfaßt mit ihren dem Alveolarkamm zugerichteten offenen Hülsenschenkeln den Steg. Die Hülse umgreift den Steg mit ihren beiden offenen elastischen Schenkeln und liegt dem Steg in der Ruhelage im mittleren Drittel an. (s. Abb. 2). In der Ruhelage, die durch einen zwischen Hülse und Steg liegenden 1 mm starken Hilfsdraht (beim Mikrosteg findet ein 0,8 mm starker Hilfsdraht Verwendung) festgelegt wird, ist die Prothese mit ihrer Hülse zum Steg eindeutig fixiert. Die Hülse besteht aus gewalztem Blech von 0,2 mm Stärke und ist von derselben Länge wie der Steg (s. Abb. 2) Aus der Stärke des Hülsenbleches ergibt sich für die Hülse des Normalsteges an ihrem stärksten Umfang im oberen Hülsendrittel eine Breite von 2,4 mm und eine Höhe von 3,2 mm. Für die Hülse des Mikrosteges ergeben sich folgende Maße:
Breite: 2,0 mm, Höhe: 2,5 mm.
Das Steg-Gelenk nach E. DOLDER wird in einer Gold-Platin- oder einer Silber-Palladium-Legierung hergestellt und geliefert. (Hersteller: Firma Degussa, Frankfurt, Bestell-Nr. 200, 201 im Degussa Hilfsteile-Katalog)

Das Zusammensetzen des Steg-Gelenkes erfolgt, indem die in der Prothesenbasis verankerte Hülse in vertikaler Richtung (in Richtung des Alveolarkammes) auf den darunterliegenden Steg geschoben wird. Der vertikale Druck bewirkt, daß beide Hülsenschenkel an der breitesten Stelle des Steges auseinandergepresst werden und nach Passieren der breitesten Stegpartie durch ihre Elastizität

wieder in ihre ursprüngliche Lage zurückfedern. (s. Abb. 2) Durch die Elastizität der Hülsenschenkel ergibt sich die Retention der Prothese auf dem Steg.

Das Zerlegen des Steg-Gelenkes erfolgt, indem die Hülse in umgekehrter vertikaler Richtung vom Steg abgezogen wird. Dabei spielen sich die gleichen oben geschilderten Vorgänge ab. (s. Abb. 2)

2.) Die Dynamik des Steg-Gelenkes nach E. DOLDER

Bei frontaler, linearer Steganordnung, die nach DOLDER (3) in 57 % der Fälle vorkommt (Steganordnung von -3 auf 3-) gestattet das Steg-Gelenk der Unterkiefer-Prothese folgende Bewegungen:

1) Vertikale Translation

Erfolgt eine Belastung der Unterkieferprothese im Front- und Seitenzahngebiet, so erfährt die Prothese eine vollständige vertikale Translation. Infolge der Resilienz der Schleimhaut kommt es in erster Linie zu einem Einsinken der Prothese im Seitenzahngebiet. Dabei sinkt die Hülse des Steges aus ihrer Ruhelage auf den Steg ab. Es erfolgt so nach der gingivalen eine paradentale Belastung, die über den Steg auf dessen Verankerungselemente (meist Wurzelkappen) übertragen wird.
Beim Nachlassen der Belastung geht der Steg in seine Ursprungslage durch Entlastung der Schleimhautpartien im Seitenzahngebiet zurück. (s. Abb. 3, 4)

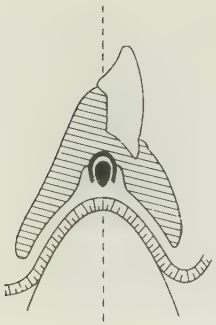


Abb.3

Die Steg-Gelenk-Prothese in Ruhelage.
Der Vertikalabstand zwischen Hülse und Stegscheitel beträgt 1 mm

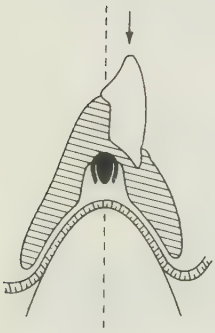


Abb. 4
Vertikale Translation. Bei Belastung der Prothese sinkt die Hülse auf den Steg ab.
Der Vertikalabstand zwischen Hülse und Steg ist nicht mehr vorhanden.

2) Frontale Rotation

Das Steg-Gelenk nach E. DOLDER erlaubt auch eine einseitige Belastung der totalen Steg-Gelenk-Prothese und entspricht damit den Kaubewegungen im Munde des Patienten. Die belastete Prothesenseite (Arbeitsseite) sinkt dabei auf den Steg ab,während die unbelastete Seite (Balancierseite) der Hülse die Prothese in ihrer Ruhelage fixiert, wobei eine Rotation der Prothese in der Frontalebene um den seitlichen Kieferkamm der Balancierseite erfolgt.

3) Sagittale Rotation

Die sagittale Rotation erfolgt, wenn die distalen Freiendsättel der Prothese belastet werden und die Prothese in ihrem distalen Bereich infolge der Resilienz der Schleimhaut einsinkt. Die Frontpartie des Zahnersatzes erfährt eine kleine Rotationsbewegung, wobei der Drehpunkt in der Stegachse liegt (s. Abb. 5)

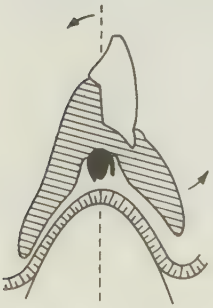


Abb. 5

Sagittale Rotation.
Die Rotation erfolgt um die Längsachse des Steges.

Die eben erläuterten 3 Bewegungsarten des Steg-Gelenkes sind die natürlichen Bewegungen, die auch bei den Kauvorgängen auftreten. Unerwünschte Bewegungen, die zu einer Schädigung der Restzähne und einer beschleunigten Atrophie der die Prothesenbasis tragenden Schleimhaut und des darunterliegenden Knochens führen würden, werden durch das Steg-Gelenk in Verbindung mit der Prothese verhindert. (s. Abb. 6)

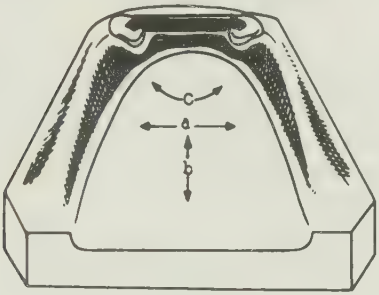


Abb. 6 Durch das Steg-Gelenk verhinderte Gleitbewegungen der Prothese
a) Seitliche Translationen
b) Vor- und Rückwärtsgleiten der Prothese.
c) Seitliche Rotationen um eine Achse senkrecht durch die Stegmitte.

Es sind folgende Bewegungen

a) Seitliche Translationen werden durch die Friktion der Hülse am Steg und durch das Anliegen der lingualen Prothesenpartien am Alveolarkamm verhindert.

Beim Anstoßen der Hülsenschenkel an den Stiftkappen können horizontale Schubmomente auftreten, die das Parodontium des Zahnes schädigen würden.

b) Vor- und Rückwärtsgleiten der Prothese durch die Führung der Hülsenschenkel am Steg.

c) Die seitliche Rotation um eine senkrechte, virtuelle Achse in der Stegmitte wird durch einen möglichst langen Steg mit entsprechend langer Hülse und Extension der Lingualflügel an der Prothese verhindert. (s. Abb. 6)

FISCH (11) untersuchte die Bewegungen der Steg-Gelenkprothese, insbesondere die vertikale Translation bei frontaler Steganordnung im Unterkiefer, indem er die Distanzänderung zwischen Steg und Hülse durch Messungen des elektrischen Widerstandes nachwies.

Bei Inkorperation der neuen Prothese konnte FISCH nachweisen, daß der Abstand von 1 mm zwischen Steg und Hülse des Steg-Gelenkes (er wurde durch das Einlegen eines 1mm starken Hilfsdrahtes bei Herstellung der Prothese erreicht) erhalten bleibt, wodurch vertikale Translation möglich ist. Nach einer Adaptationszeit von etwa 6 Monaten berührte die Steghülse bereits in der Ruhelage den Steg in ihrer ganzen Ausdehnung. Die vertikale Translation in Stegrichtung ging verloren. Dieser Verlust der vertikalen Translation ist als Bewegungseinschränkung des Steg-Gelenkes zu werten. Durch die Belastungen der seitlichen Kieferkammpartien tritt eine Resorption des Kieferknochens ein, deren Ausmaß nach KOZMA (18) von der Struktur und dem Verkalkungsgrad des Kieferknochens abhängig ist. Bei extrem weitmaschigen radioluzenten und mangelhaft verkalkten Kno-

chen sind die Abbauvorgänge im seitlichen Kieferkammgebiet größer als bei engmaschigem, dichtem Knochengewebe mit starker Radioopazität. Die Dynamik des Steg-Gelenkes nach längerer Tragzeit des Zahnersatzes war nur auf Rotationsbewegungen beschränkt.
Es treten einmal die sagittale Rotation um die Drehachse des Steges auf und zum anderen eine frontale Rotation, wobei der Rotationspunkt auf dem Stegende der belasteten Seite liegt.

Der Verlust der vertikalen Translation entspricht einer Zunahme der paradentalen Belastung, die hauptsächlich in vertikaler, also in physiologischer Richtung erfolgt. BRINGOLF (2) untersuchte den maximalen Kaudruck, der mit einer Steg-Gelenkprothese bei frontaler Steganordnung -3 auf 3- gegenüber einer unteren Totalprothese ausgeübt werden kann.
Er fand dabei folgende Resultate:

1) Der maximale Kaudruck in der Frontzahnregion ist infolge der paradentalen Abstützung bei der Eingliederung der Steg-Gelenk-Prothese durchschnittlich 77 %, nach 1 Monat Tragzeit sogar 121 % größer als bei einer unteren Totalprothese.

2) Im schleimhautgetragenen Seitenzahngebiet ist die maximale Belastungsfähigkeit der Stegprothese um 30% größer als bei einer Totalprothese.

3.) Indikation der Steg-Gelenk-Prothese

DOLDER (3) wies auf die verschiedenen räumlichen Anordnungen des Steg-Gelenkes im Unterkiefer hin, die sich nach der mannigfaltigen Lage der beiden letzten Restzähne im Unterkiefer richtet. Die Indikation ist immer dann ge-

geben, wenn zwei oder mehrere Zähne durch einen geraden Steg untereinander verbunden werden können. Die Verkürzung der Zähne ist besonders dann indiziert, wenn die noch verbliebenen Zähne durch entzündliche oder dystrophische marginale Parodontopathien in ihrem Zahnhalteapparat geschädigt wurden.
Die Kürzung des Zahnes bewirkt ein weitgehendes Ausschalten des coronalen Hebelarmes und damit ein Verhindern der unphysiologischen horizontalen Schubbewegungen.
SCHÄRER (21) und DOLDER (9) untersuchten 1961 bei Steg-Gelenkprothesenträgern mit frontaler Steg-Anordnung (-3 auf 3-) die Beweglichkeit der Pfeilerzähne. Durch eine Kürzung der Pfeilerzähne und ein Ausschalten des coronalen Hebelarmes wurde nach Adaptation der Steg-Gelenkprothese eine viermal geringere Zahnbeweglichkeit gemessen. Es kann so von einer eindeutigen Festigung der letzten Pfeilerzähne gesprochen werden.
Weil die Verankerungselemente unter der Prothese verschwinden, ist die Steg-Gelenkprothese auch aesthetisch vorteilhaft.
DOLDER (3) unterscheidet im Unterkiefer zwischen einer frontalen und einer sagittalen Steganordnung.
Für die frontale Steganordnung im Unterkiefer eignen sich z.B. folgende 2 Zähne bzw. Zahngruppen:

-3 auf 3-; -3,-2 auf 4-; -4,-3 auf 3-,4-; -2 auf -4;
2- auf 4-; -1 auf -4; 1- auf 4-; -3 auf -2;
1- auf 3-; -2 auf 2-; 2- auf 1-; -2 auf 1-;

Nebeneinander stehende Zähne können durch Verlöten der Wurzelkappen (bei vitalen Zähnen durch Verlöten der Verblendkronen) zu einem "Block" zusammengefaßt werden.

Befinden sich die beiden letzten Restzähne im Unterkiefer auf der gleichen Kieferseite des Seitenzahngebietes,

so wird der Steg sagittal angeordnet, z.B.
8-4-, -8-5, -3-7, 7-3-

DOLDER (5) wies auch auf die verschiedenen Kombinationsmöglichkeiten des Steg-Gelenkes mit partiellen Prothesen hin, zum Beispiel bei einseitig intakter Zahnreihe und sagittaler oder frontaler Steganordnung, je nach Stellung der Restzähne.

Über die Verwendung des Steg-Gelenkes nach E.DOLDER als prothetisches Konstruktionselement ist in der zahnärztlichen Literatur von EICHNER (10), GEIGER (13), GOTTFRIEDSEN (16), NAUKE (19), SETZ und FUHR (22), WUPPER (25) und anderen ausführlich berichtet worden.
ANKERSEN (1) und FURRER (12) wiesen auf die technische Herstellung der Steg-Gelenkprothese hin.

Die Steggeschiebe-Prothese

1.) Historisches

DOLDER (4) beschreibt 1954 ein Steg-Geschiebe, dessen Steg aus einem quadratischen Vierkantprofil von 2 mm Steglänge besteht. Die Hülse - aus Blech von 0,3 mm Dicke - ist von u-förmigen Profil und umfaßt drei Seiten des Vierkant-Steges, während sie nach der vierten Seite hin offen ist. Der Vertikaldruck wurde hier breitflächig durch die Scheitelpartie der Hülse auf den Steg übertragen. Dieses Steg-Geschiebe kann als Vorläufer des in Abb. 7 gezeigten Steg-Geschiebes betrachtet werden.

2.) Der Candulor-Barren

Ein speziell profilierter Steg ist der Candulor-Barren. (Hersteller: Candulor Dentalwerk Alfred Steen, Zürich/ Schweiz). Auf diesem Barren rastet zwischen 2 Pfeilerkronen (Verblendkronen) ein gegossener Steg ein, der durch eine Feder in einer Gleitnute mit einer eingefrästen Raste verriegelt wird. Der gegossene Steg trägt auch die zu ersetzenden Zähne, die als Porzellan-Langstiftzähne in einer an dem Steg befindlichen Rückenplatte vernietet werden. Unterhalb der Porzellanzähne werden fehlende Zahnfleischpartien durch Kunststoff ersetzt. Der Candulor-Barren ist ein rein paradental getragener Zahnersatz. Der Hersteller bezeichnet deshalb diesen Zahnersatz auch als "schwenkbare Candulor-Brücke". Sein Indikationsgebiet liegt im Frontzahngebiet des Oberkiefers mit starkem Kieferschwund.

3.) Konstruktion, Funktion und Elemente des Steg-Geschiebes nach E. DOLDER

Das Steg-Geschiebe nach E.DOLDER zählt zu den starren Verankerungselementen und besteht aus 2 Teilen, dem festsitzenden Steg, der mittels Wurzelkappen auf 2 oder mehreren Wurzelstümpfen befestigt wird und der in der Prothesenbasis verankerten dazu passenden Hülse. Der Steg wird in 2 Größen und 2 verschiedenen Metallegierungen hergestellt. Dementsprechend unterscheidet man einen Normalsteg und einen Mikrosteg.

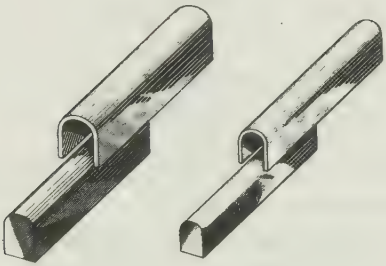


Abb. 7 Das Steg-Geschiebe, Normal- und Mikrogröße

Der Normalsteg hat nach DOLDER (6) das Profil eines romanischen Fensters und seine stets dem Alveolarkamm zugerichtete Breite beträgt 2,2 mm. Die der Prothesenbasis zugewandte runde Partie des Steges hat eine Höhe von 3 mm. Der Mikrosteg, der das gleiche Profil wie der

Normalsteg besitzt, hat etwas kleinere Dimensionen. Seine Basisfläche beträgt 1,6 mm, seine Höhe 2,3 mm.

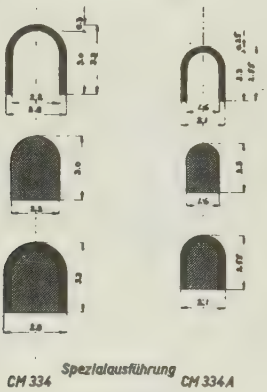


Abb. 8 Das Steg-Geschiebe im Querschnitt, seine Form und seine Abmessungen, links Normal-, rechts Mikrogröße.

Beide Stege werden aus gezogenem Draht in den oben genannten Abmessungen hergestellt.
Die Hülse des Steg-Geschiebes nach DOLDER umfaßt mit ihrer Innenseite den Steg. Der obere craniale Teil der Hülse umfaßt die runde Stegpartie und die beiden elastischen geraden Schenkel die parallelen Seitenflächen des Steges. Die Hülse besteht aus gewalztem Blech. Die Stärke des Hülsenbleches beträgt bei der Hülse für den Normalsteg 0,3 mm, für den Mikrosteg 0,25 mm. Daraus ergeben sich für die Hülse des Normalsteges eine Breite von 2,8 und eine Höhe von 3,3 mm. Für die Hülse des Mikrosteges ergeben sich entsprechend dem etwas dünneren Hülsenblech folgende Maße: Für die alveolarwärts gerichtete Breite 2,1 mm, für die Höhe der Hülse 2,55 mm. (s. Abb. 8)

Das Steg-Geschiebe wird in einer Gold-Platinlegierung oder Silber-Palladium-Legierung hergestellt. (Hersteller: Degussa, Frankfurt, Bestell-Nr. 200 a, 201 a im Degussa-Katalog)

Funktion des Steg-Geschiebes:

Das Steg-Geschiebe setzt man zusammen,indem die in der Prothesenbasis verankerte Hülse mit ihren offenen Schenkeln über den Steg geschoben wird. Entsprechend ist das Zerlegen des Steg-Geschiebes: Die Hülse wird in entgegengesetzter Richtung vom Steg abgezogen.
Die in der Prothesenbasis fixierte Hülse bietet mit ihren an dem Steg präzis anliegenden Hülsenschenkeln eine exakte Führung beim Zusammensetzen und Zerlegen des Steg-Geschiebes. Die parallelen Seitenflächen der Hülsenschenkel gewähren durch Friktion an den ebenfalls parallen Seitenwänden des Stegs den Zusammenhalt des Steg-Geschiebes.
Der Zusammenhalt des Steg-Geschiebes ist von folgenden Faktoren abhängig:

1) Der Passgenauigkeit der beiden Steg-Geschiebeteile im Allgemeinen.

2) Von dem Elastizitätsverhalten der beiden Hülsenschenkel.

3) Von der Stärke der Friktion der beiden Steg-Geschiebeteile, die wiederum weitgehendst von der Abrasionsresistenz des Materials abhängig ist.

4) Als Indikationsgebiet der Steggeschiebe-Prothese gibt DOLDER (6) an:

   a) Eine oder mehrere Lücken im Restgebiß, besonders auch größere Lücken (Verlust von 3 und mehr Zähnen, so daß die Anfertigung einer Brücke an zu wenig oder stark parodontal geschwächten Pfeilerzähnen scheitert).

b) Das Vorhandensein alleinstehender Zähne im Restgebiß besonders endständige Zähne.

c) Knochenverlust am Alveolarkamm, ein festsitzender Ersatz (Brücke) kann hier besonders kosmetische Nachteile erbringen.

d) Wenn der biologische Faktor der Pfeilerzähne geschwächt ist (Parodontose und Parodontitis, große Füllungen und Kronen, Wurzelbehandlungen).

e) Psychische Schwierigkeiten der Prothesenadaptation.

II. Experimenteller Teil

Bisher erfolgte Untersuchungen

DOLDER (6) untersuchte in einem Retentionstest das nach ihm benannte Steg-Geschiebe.

1.) Versuchsanordnung:

Die Hülse des Steg-Geschiebes wurde in einem Kunststoffblock, der hier als abstrahierte Prothesenbasis diente, horizontal fixiert. Entsprechend der Hülse wurde der Steg in einem Mechanismus ebenfalls horizontal fixiert. Durch Senken und Heben des in dem Mechanismus fixierten Steges wurde derselbe in der Minute 80 mal in die Hülse ein- und wieder ausgeführt. Über einen Tourenzähler wurde die Anzahl der Messungen registriert.
Hülse und Steg befanden sich in einem Wasserbad von 37°C, um die Mundverhältnisse annähernd nachzuahmen. Die Geschiebelänge betrug 2,5 cm. Als Steg wurde der Normalsteg mit entsprechender Hülse verwendet. (s. Abb. 9, 10)

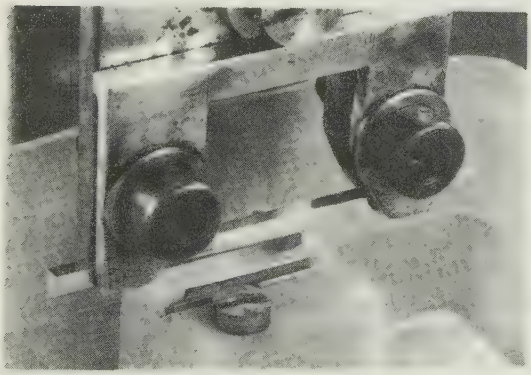


Abb. 9 Abgehobener Zustand

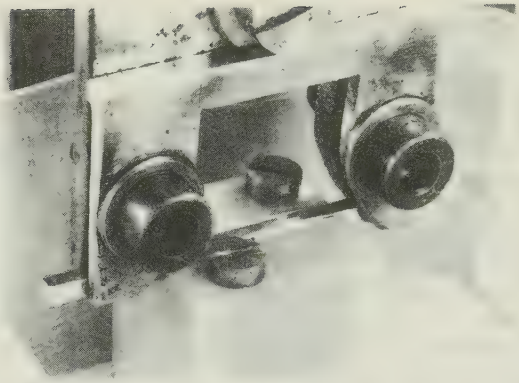


Abb. 10 Eingeschobener Zustand

Abb. 9/10 Versuchsanordnung zur Prüfung der Retentionskraft des Steg-Geschiebes. Der Steg wird in der im Kunststoffblock fixierten Hülse auf- und abbewegt.

2.) Resultate:

Anzahl der Abhebungen und Einschiebungen	Retentionskraft (g)
0	600 g
1000	600 g
2000	500 g
3000	420 g
4000	300 g
6000	250 g
10000	200 g

Bei etwa 1000 Herausnahmen und Einführungen zeigte die Hülse, daß die Retentionskraft noch in keiner Weise nachgelassen hat. Die Abriebfestigkeit der Oberfläche des Steges und die Elastizität der Hülse zeigten keine Beeinträchtigungen. Die Retentionskraft der Hülse wächst mit zunehmender Steg- und Hülsenlänge.

Eigene Untersuchungen

1.) Problemstellung:

In den eigenen Untersuchungen soll am Phantom geprüft werden, welchen Formveränderungen und vertikalem Zug Hülsen des Steg-Gelenkes und Steg-Geschiebes nach DOLDER unterliegen.
Es werden dabei Hülsen von bestimmter Länge des Normalsteges und des Mikrosteges sowohl bei Steg-Gelenken als auch bei Steg-Geschieben untersucht.
Zur Retention der Hülsen des Steg-Geschiebes und Steg-Gelenkes gibt DOLDER (6) zwei Modifikationen an, die ebenfalls bei den Untersuchungen Berücksichtigung finden.

1) Retention der Hülse durch 2 orale und einen labialen, aus der Hülse herausgeschnittenen und nach incisal gebogenen Lappen. (s. Abb. 15)

2) Retention der im Kunststoff (Prothesenbasis) fixierten Hülse mit axialen Retentionslappen.
Dabei wird die Hülse über die Wurzelkappen, sie ist also etwas länger als der abgemessene Interdentalraum, geführt. Die endständigen Scheitelpartien über den Wurzelkappen (bei den folgenden Untersuchungen treten anstelle der Wurzelkappen verschraubbare Dowel pins) werden schräg nach incisal aufgebogen und dienen so der Retention der Hülse im Kunststoff. (s. Abb. 16)

Beide Verankerungsarten der Hülsen im Kunststoff bieten den Vorteil, daß man ohne Lötprozesse auskommt. Dadurch bleibt die ursprüngliche Elastizität des Hülsenbleches, die durch eine Wärmebehandlung (Lötprozeß) beeinträchtigt werden kann, erhalten.

2.) Herstellung der Modelle:

Die Fertigung eines totalen Unterkiefermodells, das den verlöteten Steg aufnehmen soll, wird von einem Phantom-Modell (Frasaco-Modell), welches ein eugnathes Gebiß darstellt, durch Herausschrauben der Zähne und Modellation des Kieferkammes hergestellt.
Das so erhaltene Wachsmodell wird sorgfältig ausmodelliert, geglättet und doubliert.
Als Doubliermasse findet "Wirodouble" (Hersteller: Bremer Goldschlägerei W.LH. Herbst) Verwendung.
Nach Entfernen des Wachsmodells gießt man das so gewonnene Negativ unter ständiger Kühlung mit flüssigem Wachs aus. Die ständige Kühlung ist erforderlich, um eine schnelle Erstarrung des Wachsmodells zu erreichen und damit eine Formveränderung der Doubliermasse zu verhindern. Hierbei geht man so vor, daß man zunächst nur eine dünne Wachsschale des Modells herstellt und nach deren Erstarren weiteres flüssiges Wachs in die Negativform der Doubliermasse gießt. Auf diese Art und Weise gelingt es vier gleiche Wachsmodelle herzustellen. Die so gewonnenen Wachsmodelle werden in Küvetten eingebettet, das Wachs ausgeschwemmt, mit Kunststoff gestopft und im Wasserbad gekocht. Durch mehrmaliges Probepressen des Kunststoffes (3-4 Probepressungen) und durch eine sehr langsam verlaufende Langzeitpolymerisation erreicht man eine absolute Blasenfreiheit dieses sehr starken Werkstückes. Als Kunststoff findet das Heißpolymerisat "Dentur/Base" 3/6 rosa der Firma Ivoclar/Liechtenstein Verwendung. Die vier Modelle werden ausgebettet, ausgearbeitet und hochglanzpoliert. Diese Modelle versieht man in beiden Eckzahngegenden mit zwei Bohrungen (Durchmesser 4,7 mm).

GREUTER (19) ermittelte bei Steggelenk-Prothesenträgern, die eine totale Stegprothese von -3 bis 3- trugen, eine durchschnittliche Steglänge von 28 mm.
Das Unterkiefermodell erhält an seiner glatten Unterseite bis zur Hälfte eine um 6,1 mm stärkere Bohrung. Nach dem Einbringen von verschraubbaren Dowel pins (Ney Precision Dowel pins 12, The J.M. Ney Company, Hartford, Conn.) werden diese in ihrer Höhe justiert, Dolderstege (Normal- und Mikrostege von Steg-Gelenken und -Geschieben) in einer Länge von 19 mm zugeschnitten und auf den Dowel pins mit Klebewachs fixiert. Über den so geradlinig fixierten Steg und den aus dem Kunststoff minimal herausragenden Dowel pins wird ein Lötabdruck gefertigt. Die Stege (ein Normal- und ein Mikrosteg des Gelenkes, ein Normal- und ein Mikrosteg des Geschiebes) verlötet man mit Degulor Lot 1 (Hersteller: Degussa, Frankfurt) nach Lösen der retrograden Schrauben mit den Dowel pins. Die so erhaltenen Steggerüste werden in die Bohrungen der Unterkiefermodelle reponiert. (s. Abb. 11-14)
Um eine Vertikalbewegung der Steggerüste im Kunststoffmodell zu unterbinden, erfolgt der Verschluß der retrograden Bohrungen mit Autopolymerisat. (Paladur, Hersteller: Firma Kulzer, Frankfurt)

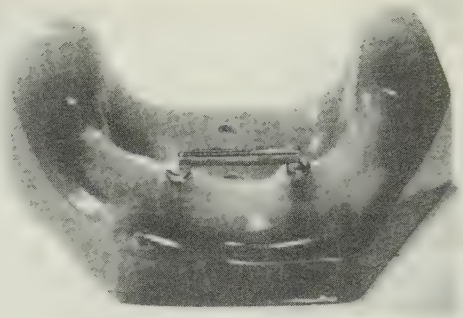


Abb. 11 Das Kunststoffmodell mit dem Steg des Steg-Gelenkes, (Normalsteg) der auf den Dowel pins verlötet ist.

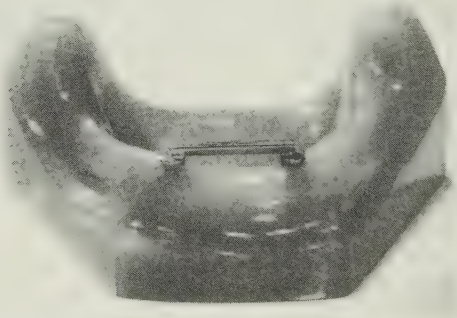


Abb. 12 Das gleiche Kunststoffmodell wie in Abb. 11, nur mit dem Mikrosteg des Steg-Gelenkes.

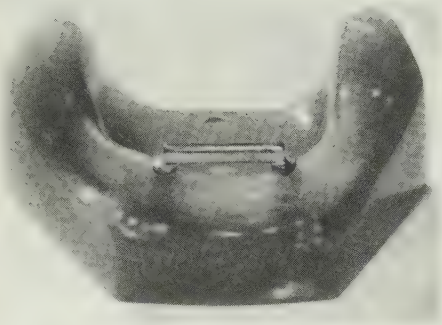


Abb. 13 Das Kunststoffmodell mit dem Steg des Steg-Geschiebes, (Normalsteg) der auf den Dowel pins verlötet ist.

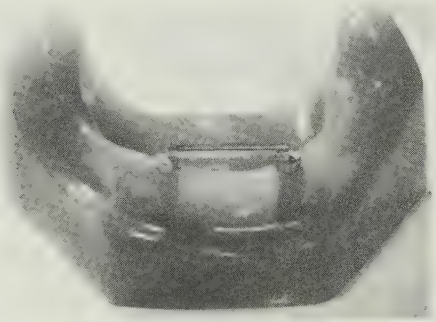


Abb. 14 Das gleiche Kunststoffmodell wie in Abb. 13, nur mit dem Mikrosteg des Steg-Geschiebes.

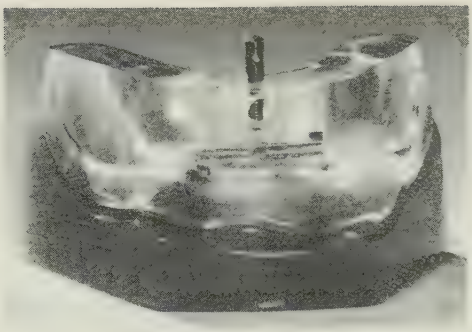


Abb. 15 Auf das Kunststoffmodell ist der die Hülse (mit einem vestibulären und 2 oralen Retentionslappen) des Steg-Gelenkes tragende "Prothesenteil" aufgesetzt.

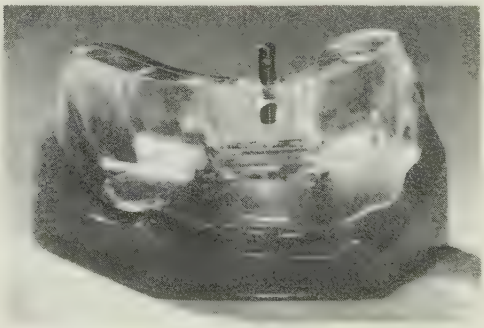


Abb. 16 Das gleiche Kunststoffmodell wie in Abb. 15, nur ist die Hülse in der "Prothese" durch 2 endständige, nach incisal gebogene Lappen verankert.

Diese Modelle mit den Steggerüsten blockt man unter den Stegen aus, doubliert sie und gießt diese mit Hartgips aus. (Moldano, Hersteller: Bayer Leverkusen) Jedes der vier Unterkieferstegmodelle wird doubliert und zweimal mit Hartgips ausgegossen, so daß insgesamt acht Modelle vorliegen. Auf diese Modelle werden die den Stegen entsprechenden Hülsen (zugeschnitten auf die Steglänge) mit ihren bereits beschriebenen Retentionsarten aufgesetzt.
Bei den Modellen mit einem Steggelenk wird der von DOLDER angegebene 1 mm (beim Mikrosteg 0,8 mm) starke Hilfsdraht zwischen Steg und Hülse appliziert. Die Hülsenschenkel werden an ihrem unteren Ende in einer Höhe von 1 mm mit Vita fol (Hersteller: Vita-Zahnfabrik, Säckingen) abgedeckt. Über die Hülsen modelliert man ein Wachsmodell, ähnlich dem der Bißnahme. Das Gipsmodell mit dem "Wachswall" wird in der schon beim Kunststoffmodell beschriebenen Weise polymerisiert, ausgearbeitet und poliert. (s. Abb. 15, 16) Der die Hülse tragende Kunststoffteil ist hier bereits auf das Modell aufgesetzt. Der die Prothesenbasis darstellende Teil und die Regionen der Hülse werden nur oberflächlich, aber unter größter Schonung ausgearbeitet. Eine Verletzung des Hülsenbleches hat stets eine Beeinflussung der Versuchsergebnisse zur Folge.
Das angefertigte, die Hülse tragende Kunststoffmodell wird in der Mitte in vertikaler Richtung mit einer Bohrung, die ein 3 mm starkes Gewinde enthält, versehen. Der in das Gewinde eingeschraubte Stift bekommt an seinem oberen glatten Ende eine sagittale Bohrung von 1,5 mm. (s. Abb. 15,16)

Bei den Versuchsmodellen des Steggelenkes ist die Hülse bei aufgesetzter "Prothese" in ihrer Ruhelage starr fixiert. Daraus folgt, daß nur eine vertikale Translation in incisaler Richtung möglich ist. Eine vollständige vertikale Translation, bei der die Hülse in ihrer ganzen Ausdehnung auf die Scheitelpartie absinkt, ist infolge der "starren nicht einsinkbaren Schleimhaut der Alveolarkämme" nicht möglich.
Aus dem eben Genannten ergibt sich, daß auch eine frontale und sagittale Rotation entfällt. Eine frontale und sagittale Rotation im Steg-Gelenk stellen eine zusätzliche Retention des Hülsenbleches am Steg und damit eine Fehlerquelle beim vertikalen Zug in incisaler Richtung dar. Das Steg-Gelenk ist also in seiner Dynamik weitgehend eingeschränkt worden.

3.) Versuchsanordnung

Auf einem 27 cm hohen dreifüßigen Holzgestell (RICHTER 20), das auf seiner rechteckigen Deckfläche eine ellipsenförmige Aussparung hat, wird die eigentliche Versuchsapparatur mit vier Schraubzwingen befestigt. Sie besteht aus einer ebenfalls rechteckigen Grundfläche, die in ihrer Mitte eine kreisrunde Aussparung (Durchmesser 5 cm) besitzt.
An den kürzeren Seitenflächen sind zwei 27 cm hohe, senkrechte Holzstäbe von quadratischem Querschnitt verankert, die an ihren oberen Enden mit einem dazu quer verlaufenden Eisenstab (Durchmesser 7,3 mm) verbunden sind. (s. Abb. 17)
In der Mitte des Eisenstabes ist eine 2 mm starke, rechteckige Platte verankert, die zwei Bohrungen enthält.

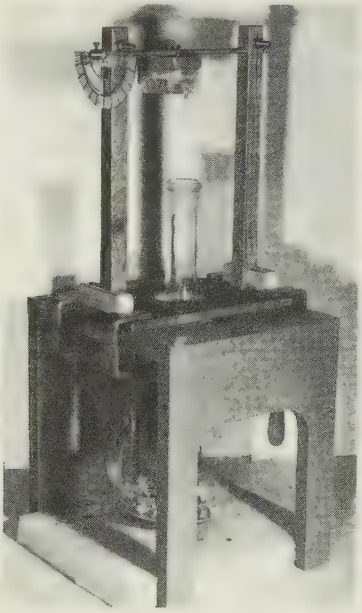


Abb. 17
Die Versuchsanordnung
(Im Meßzylinder befinden sich Bleiwürfel, um das Gewicht beim vertikalen Zug zu erhöhen)

Die zwei senkrechten Holzstäbe sind in ihrem oberen Sechstel in Richtung ihrer Längsachse geschlitzt. Zwei über der Achse liegende Schrauben gestatten eine Fixation derselben in jeder gewünschten Neigung, die an einem Gradmesser am Ende der Achse über einen Zeiger abzulesen ist. Die mit entsprechenden Bohrungen versehenen Kunststoffmodelle mit ihrem Prothesenteil werden in 180° gedrehter Lage an der Eisenplatte des Querstabes verschraubt. Eine Nylonschnur verbindet den in die "Prothese" eingeschraubten Stift mit einem 2 l Meßkolben, der in seiner vertikalen Aufhängung ausbalanciert ist. Aus einer Spritzflasche wird in den Meßkolben solange Wasser gegossen, bis der Prothesenkörper infolge des vertikalen Gewichtes vom angeschraubten Unterkiefermodell, das den Steg enthält, abgezogen wird. Die Gewichtsmessungen erfolgen mit einer elektrischen Mettler-Waage, die eine Ablesgenauigkeit von 2/100 g gestattet.

Die Meßresultate bei verschiedenen Modellneigungen und den verschiedenen Stegarten sind in den folgenden Tabellen festgehalten.

DOLDER-STEG-GELENK

Makro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 orale Lappen
1 vestibulärer Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
21,9°C	1	5'16" 2/10	0°	1949,86	
	2	5'21" 6/10		1946,53	1,4
	3	5'37"		1947,57	
21,9°C	1	6'1" 1/10	5° nach oral	2062,43	
	2	5'9" 3/10		2060,23	1,4
	3	5'38" 7/10		2058,86	
21,9°C	1	5'4" 2/10	10° nach oral	2180,80	
	2	5'41" 6/10		2178,68	1,4
	3	5'10"		2177,98	
21,9°C	1	4'51" 3/10	15° nach oral	2336,46	
	2	5'18" 5/10		2331,19	1,4
	3	5'27" 6/10		2333,70	
21,9°C	1	5'8" 1/10	20° nach oral	2354,56	
	2	5'11" 9/10		2356,21	1,5
	3	5'54" 4/10		2357,81	
21,9°C	1	5'18"	25° nach oral	2626,17	
	2	5'46" 1/10		2623,09	1,5
	3	5'57" 3/10		2625,97	
21,9°C	1	5'31" 6/10	30° nach oral	2791,11	
	2	5'11"		2789,17	1,5
	3	4'49" 2/10		2787,29	

DOLDER-STEG-GELENK

Makro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 orale Lappen
1 vestibulärer Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
21,9°C	1	5'13" 2/10	0°	1949,86	
	2	5'23" 4/10		1946,53	1,4
	3	5'41" 8/10		1947,57	
21,9°C	1	6'17" 8/10	5° nach vestib.	2054,19	
	2	4'47" 7/10		2052,36	1,4
	3	5'35" 1/10		2050,86	
21,9°C	1	6'3" 2/10	10° nach vestib.	2172,23	
	2	5'51" 5/10		2174,16	1,4
	3	5'47" 1/10		2175,41	
21,9°C	1	5'14" 3/10	15° nach vestib.	2329,46	
	2	5'19"		2331,14	1,4
	3	5'32"		2328,70	
21,9°C	1	5'36" 1/10	20° nach vestib.	2360,56	
	2	5'27" 3/10		2364,21	1,5
	3	5'12" 9/10		2361,86	
21,9°C	1	4'41" 6/10	25° nach vestib.	2617,25	
	2	5'17" 7/10		2616,81	1,5
	3	5'28" 2/10		2619,09	
21,9°C	1	5'11" 1/10	30° nach vestib.	2777,54	
	2	5'3" 8/10		2779,13	1,5
	3	5'13"		2776,17	

DOLDER-STEG-GELENK

Makro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 endständige Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
22,1°C	1	5'17" 2/10	0°	1930,17	
	2	5'37" 4/10		1930,06	1,4
	3	5'41" 7/10		1927,86	
22,1°C	1	5'4" 3/10	5° nach oral	2042,23	
	2	5'19" 1/10		2044,14	1,4
	3	5'28"		2046,01	
22,1°C	1	4'56" 2/10	10° nach oral	2195,07	
	2	5'31" 6/10		2197,76	1,4
	3	5'17" 9/10		2196,19	
22,1°C	1	5'13" 9/10	15° nach oral	2319,23	
	2	5'6" 1/10		2321,43	1,4
	3	5'22" 7/10		2317,13	
22,1°C	1	6'10"	20° nach oral	2345,81	
	2	5'57" 4/10		2341,69	1,5
	3	5'59" 3/10		2339,54	
22,1°C	1	5'2" 5/10	25° nach oral	2635,42	
	2	5'38" 3/10		2631,36	1,5
	3	5'47" 1/10		2636,89	
22,1°C	1	5'59" 4/10	30° nach oral	2775,92	
	2	6'1" 5/10		2771,83	1,5
	3	5'49" 6/10		2774,56	

DOLDER-STEG-GELENK

Makro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 endständige Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
22,1°C	1	5'17" 2/10	0°	1930,17	
	2	6'9" 3/10		1930,06	1,4
	3	5'36" 7/10		1927,86	
22,1°C	1	5'27"	5° nach vestib.	2037,43	
	2	5'48" 7/10		2035,21	1,4
	3	4'53" 9/10		2036,03	
22,1°C	1	5'53" 1/10	10° nach vestib.	2183,08	
	2	5'41" 4/10		2185,14	1,4
	3	5'39" 6/10		2181,76	
22,1°C	1	6'15" 3/10	15° nach vestib.	2311,13	
	2	5'12" 7/10		2309,3	1,4
	3	5'49" 3/10		2307,24	
22,1°C	1	4'41" 1/10	20° nach vestib.	2347,81	
	2	5'42" 4/10		2349,69	1,5
	3	5'58" 9/10		2351,54	
22,1°C	1	5'14" 3/10	25° nach vestib.	2629,42	
	2	5'29" 7/10		2631,36	1,5
	3	5'36" 5/10		2632,91	
22,1°C	1	4'57" 2/10	30° nach vestib.	2779,92	
	2	6'11"		2781,83	1,5
	3	5'53" 4/10		2783,59	

DOLDER-STEG-GELENK

Mikro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 orale Lappen
1 vestibulärer Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
20,8°C	1	5'38" 2/10	0°	1835,89	
	2	5'40" 4/10		1831,67	1,0
	3	4'56" 7/10		1829,71	
20,8°C	1	5'17" 3/10	5° nach oral	1941,20	
	2	5'31" 5/10		1943,08	1,0
	3	5'44" 9/10		1947,92	
20,8°C	1	5'15" 8/10	10° nach oral	2103,26	
	2	6'7"		2107,06	1,0
	3	5'42" 6/10		2111,13	
20,8°C	1	5'47" 6/10	15° nach oral	2279,89	
	2	4'59" 2/10		2281,28	1,0
	3	5'16" 4/10		2276,01	
20,8°C	1	5'32" 9/10	20° nach oral	2291,93	
	2	5'51" 1/10		2296,17	1,1
	3	6'12"		2289,41	
20,8°C	1	5'56" 6/10	25° nach oral	2561,53	
	2	5'9" 8/10		2573,31	1,1
	3	5'20" 1/10		2565,26	
20,8°C	1	5'48" 2/10	30° nach oral	2617,76	
	2	4'53" 7/10		2626,66	1,1
	3	6'17"		2624,11	

DOLDER-STEG-GELENK

Mikro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 orale Lappen
1 vestibulärer Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung		Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
21°C	1	5'27"	2/10	0°	1835,89	
	2	5'16"	5/10		1831,67	1,0
	3	5'8'	1/10		1829,71	
21°C	1	5'9"	3/10	5° nach vestib.	1936,63	
	2	5'59"	4/10		1939,47	1,0
	3	5'40"	1/10		1935,07	
21°C	1	6'3"		10° nach vestib.	2096,06	
	2	5'29"	7/10		2099,29	1,0
	3	5'45"	9/10		2091,14	
21°C	1	5'47"	2/10	15° nach vestib.	2285,38	
	2	4'51"	5/10		2287,17	1,0
	3	5'13"	6/10		2291,01	
21°C	1	5'29"	1/10	20° nach vestib.	2303,53	
	2	5'26"			2306,30	1,1
	3	5'38"	4/10		2311,16	
21°C	1	5'17"	3/10	25° nach vestib.	2557,66	
	2	5'5"	8/10		2559,27	1,1
	3	4'57"	4/10		2561,19	
21°C	1	6'13"	7/10	30° nach vestib.	2615,24	
	2	5'46"	9/10		2611,86	1,1
	3	5'50"			2619,92	

DOLDER-STEG-GELENK

Mikro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 endständige Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
21,2°C	1	5'58" 3/10	0°	1823,07	
	2	4'49" 6/10		1822,79	1,0
	3	5'37" 1/10		1826,57	
21,2°C	1	6'2" 4/10	5° nach oral	1937,03	
	2	6'10"		1931,46	1,0
	3	5'41" 2/10		1928,56	
21,2°C	1	5'6" 5/10	10° nach oral	2096,14	
	2	5'17" 7/10		2099,27	1,0
	3	5'44" 1/10		2094,54	
21,2°C	1	5'12" 9/10	15° nach oral	2269,24	
	2	5'8"		2267,36	1,0
	3	4'38" 4/10		2263,16	
21,2°C	1	4'29" 2/10	20° nach oral	2281,8	
	2	3'59" 9/10		2284,17	1,1
	3	5'3" 6/10		2287,59	
21,2°C	1	6'5" 3/10	25° nach oral	2564,31	
	2	5'17" 7/10		2573,76	1,1
	3	5'29"		2571,11	
21,2°C	1	5'57" 1/10	30° nach oral	2611,61	
	2	5'20" 4/10		2609,75	1,15
	3	5'11" 8/10		2614,14	

Mikro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 endständige Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
21,2°C	1	5'17" 2/10	0°	1823,07	
	2	5'23" 9/10		1822,79	1,0
	3	5'40"		1826,57	
21,2°C	1	5'11" 1/10	5° nach vestib.	1940,83	
	2	5'19" 6/10		1936,57	1,0
	3	5'45" 4/10		1939,32	
21,2°C	1	5'23" 8/10	10° nach vestib.	2104,37	
	2	5'47" 7/10		2105,17	1,0
	3	4'51"		2107,79	
21,2°C	1	5'42" 3/10	15° nach vestib.	2259,64	
	2	5'37" 5/10		2261,03	1,0
	3	5'14" 4/10		2262,91	
21,2°C	1	5'12" 6/10	20° nach vestib.	2270,67	
	2	6'19" 2/10		2281,56	1,1
	3	5'24"		2274,31	
21,2°C	1	4'46" 3/10	25° nach vestib.	2565,21	
	2	6'14" 9/10		2567,17	1,1
	3	5'57" 5/10		2569,11	
21,2°C	1	5'14" 1/10	30° nach vestib.	2603,76	
	2	5'33" 4/10		2601,61	1,15
	3	5'59" 8/10		2597,23	

DOLDER-STEG-GESCHIEBE

Makro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 orale Lappen
1 vestibulärer Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
19,9°C	1	5'35" 6/10	0°	1542,26	
	2	5'44"		1540,83	2,2
	3	5'51" 7/10		1544,94	
19,9°C	1	5'40" 6/10	5° nach oral	1630,16	
	2	5'23" 2/10		1626,03	2,2
	3	5'17"		1632,83	
19,9°C	1	5'56" 4/10	10° nach oral	1841,47	
	2	5'8" 5/10		1839,23	2,2
	3	6'3" 2/10		1836,73	
19,9°C	1	5'51" 2/10	15° nach oral	2017,05	
	2	4'59" 5/10		2011,76	2,2
	3	5'29" 1/10		2013,71	
19,9°C	1	6'3" 1/10	20° nach oral	2060,17	
	2	5'12" 8/10		2059,08	2,3
	3	6'7" 7/10		2063,86	
19,9°C	1	5'33" 9/10	25° nach oral	2306,56	
	2	5'4"		2301,37	2,3
	3	5'22" 2/10		2299,11	
19,9°C	1	5'11" 7/10	30° nach oral	2481,61	
	2	4'34" 3/10		2473,53	2,3
	3	5'18" 2/10		2476,46	

DOLDER-STEG-GESCHIEBE

Makro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 orale Lappen
1 vestibulärer Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
19,9°C	1	5'17" 3/10	0°	1542,26	
	2	5'53" 1/10		1540,83	2,2
	3	5'42" 6/10		1544,94	
19,9°C	1	4'53" 1/10	5° nach vestibul.	1625,43	
	2	6'1" 2/10		1619,23	2,2
	3	5'23" 4/10		1623,86	
19,9°C	1	4'49" 3/10	10° nach vestib.	1831,80	
	2	5'54" 2/10		1836,68	2,2
	3	5'11 6/10		1832,98	
19,9°C	1	5'44"	15° nach vestib.	2009,46	
	2	6'6" 6/10		2007,19	2,2
	3	6'11" 2/10		2006,70	
19,9°C	1	5'6" 2/10	20° nach vestib.	2055,56	
	2	5'17" 7/10		2054,21	2,3
	3	5'23" 9/10		2057,86	
19,9°C	1	3'59" 8/10	25° nach vestib.	2294,17	
	2	5'13" 1/10		2296,71	2,3
	3	5'34" 6/10		2291,09	
19,9°C	1	5'14" 4/10	30° nach vestib.	2469,34	
	2	4'51" 9/10		2471,17	2,3
	3	6'5"		2472,11	

DOLDER-STEG-GESCHIEBE

Makro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 endständige Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
20,7°C	1	5'9" 2/10	0°	1530,17	
	2	5'54" 6/10		1529,06	2,2
	3	5'43" 9/10		1527,86	
20,7°C	1	4'51" 8/10	5° nach oral	1621,43	
	2	5'36" 4/10		1619,21	2,2
	3	5'27" 1/10		1618,03	
20,7°C	1	5'6" 3/10	10° nach oral	1824,89	
	2	5'19" 7/10		1821,96	2,2
	3	6'4"		1826,07	
20,7°C	1	5'17" 2/10	15° nach oral	2003,6	
	2	4'58" 6/10		2001,71	2,2
	3	5'42"		2000,51	
20,7°C	1	6'6" 2/10	20° nach oral	2049,4	
	2	5'14" 5/10		2051,01	2,3
	3	5'31" 9/10		2047,33	
20,7°C	1	5'7" 1/10	25° nach oral	2293,27	
	2	5'16" 4/10		2297,69	2,3
	3	5'2" 9/10		2295,13	
20,7°C	1	4'47"	30° nach oral	2465,76	
	2	5'24" 7/10		2461,54	2,3
	3	5'21" 8/10		2464,91	

DOLDER-STEG-GESCHIEBE

Makro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 endständige Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
20,7°C	1	5'2" 2/10	0°	1530,17	
	2	5'11" 9/10		1529,06	2,2
	3	5'21" 1/10		1527,86	
20,7°C	1	5'17" 4/10	5° nach vestib.	1617,23	
	2	4'41" 3/10		1611,14	2,2
	3	5'6" 8/10		1612,08	
20,7°C	1	5'37" 6/10	10° nach vestib.	1815,19	
	2	6'13" 7/10		1813,86	2,2
	3	6'4"		1819,73	
20,7°C	1	5'36" 3/10	15° nach vestib.	1997,3	
	2	5'42" 9/10		1993,16	2,2
	3	6'8" 1/10		1996,38	
20,7°C	1	5'3"	20° nach vestib.	2042,81	
	2	5'16" 2/10		2040,69	2,3
	3	5'34" 7/10		2044,54	
20,7°C	1	5'7" 3/10	25° nach vestib.	2287,42	
	2	4'42" 4/10		2283,31	2,3
	3	5'11" 6/10		2287,89	
20,7°C	1	5'19" 2/10	30° nach vestib.	2458,92	
	2	5'26" 7/10		2457,74	2,3
	3	4'57" 1/10		2455,51	

DOLDER-STEG-GESCHIEBE

Mikro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 orale Lappen
1 vestibulärer Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
20,4°C	1	5'19" 2/10	0°	1435,64	
	2	5'34" 6/10		1435,32	1,6
	3	5'7" 3/10		1434,89	
20,4°C	1	5'42" 4/10	5° nach oral	1457,63	
	2	5'46" 2/10		1459,21	1,6
	3	5'47" 8/10		1458,01	
20,4°C	1	5'23" 9/10	10° nach oral	1580,06	
	2	5'33" 6/10		1581,29	1,6
	3	3'39"		1579,14	
20,4°C	1	5'29" 2/10	15° nach oral	1864,38	
	2	4'37" 1/10		1861,17	1,6
	3	5'46" 3/10		1863,01	
20,4°C	1	5'41" 1/10	20° nach oral	2143,61	
	2	5'26"		2140,08	1,6
	3	5'37" 8/10		2144,30	
20,4°C	1	5'17" 3/10	25° nach oral	2196,66	
	2	5'18" 5/10		2193,27	1,7
	3	5'31" 7/10		2191,17	
20,4°C	1	5'10" 4/10	30° nach oral	2369,24	
	2	5'15" 7/10		2358,21	1,75
	3	5'23" 3/10		2367,13	

DOLDER-STEG-GESCHIEBE

Mikro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 orale Lappen
1 vestibulärer Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
20,4°C	1	4'59" 6/10	0°	1435,64	1,6
	2	5'35" 9/10		1435,32	
	3	5'58" 2/10		1434,89	
20,4°C	1	5'21" 1/10	5° nach vestib.	1454,20	
	2	5'20" 8/10		1451,08	1,6
	3	5'31" 2/10		1452,92	
20,4°C	1	5'37" 4/10	10° nach vestib.	1576,26	
	2	5'39"		1577,06	1,6
	3	5'42" 2/10		1579,13	
20,4°C	1	5'51" 1/10	15° nach vestib.	1860,89	
	2	5'56" 2/10		1861,28	1,6
	3	5'23"		1862,01	
20,4°C	1	5'43" 2/10	20° nach vestib.	2141,61	
	2	5'32"		2139,17	1,6
	3	5'47" 8/10		2140,36	
20,4°C	1	5'51" 1/10	25° nach vestib.	2193,53	
	2	5'19" 4/10		2193,31	1,7
	3	5'58" 2/10		2190,26	
20,4°C	1	5'26" 1/10	30° nach vestib.	2364,76	
	2	5'28"		2359,17	1,75
	3	5'47" 6/10		2361,07	

DOLDER-STEG-GESCHIEBE

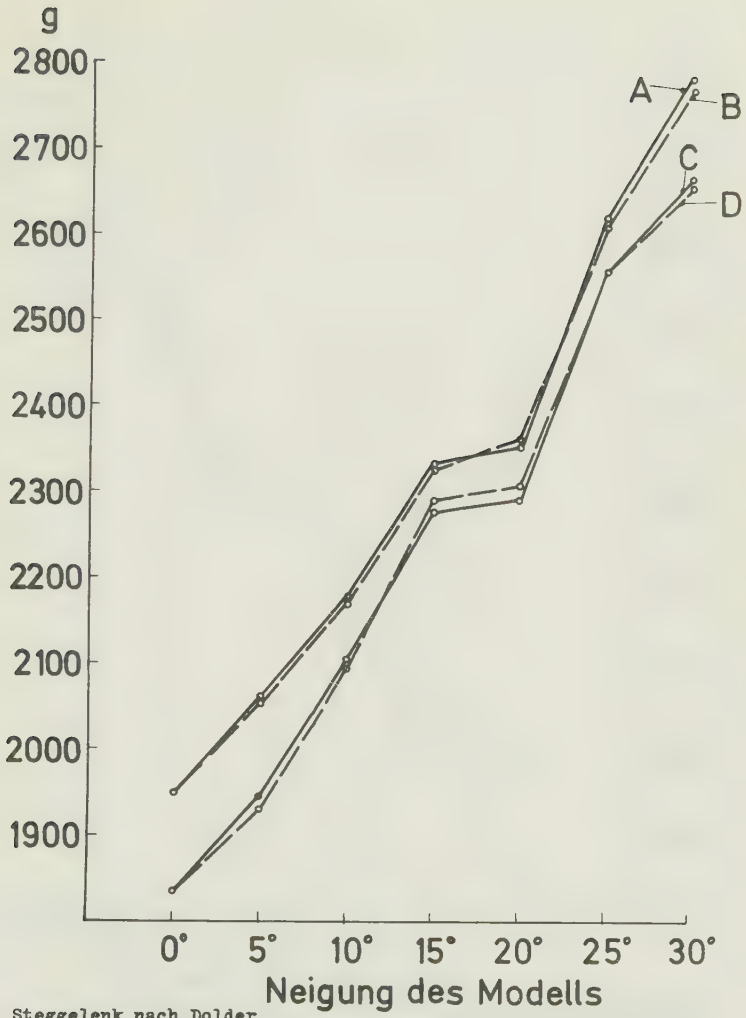
Mikro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 endständige Lappen

Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
21,6°C	1	5'21" 2/10	0°	1417,03	
	2	5'33" 6/10		1426,79	1,6
	3	5'7 1/10		1421,70	
21,6°C	1	5'57" 4/10	5° nach oral	1449,56	
	2	5'29" 7/10		1448,31	1,6
	3	5'11" 9/10		1446,43	
21,6°C	1	5'3" 6/10	10° nach oral	1571,07	
	2	5'38"		1573,76	1,6
	3	5'41" 8/10		1570,54	
21,6°C	1	5'14" 4/10	15° nach oral	1851,24	
	2	5'43"		1849,36	1,6
	3	5'54" 6/10		1848,16	
21,6°C	1	5'4" 3/10	20° nach oral	2150,86	
	2	5'17" 5/10		2152,17	1,6
	3	5'29" 1/10		2154,59	
21,6°C	1	5'7" 6/10	25° nach oral	2180,17	
	2	5'21" 4/10		2173,31	1,7
	3	5'59" 5/10		2177,03	
21,6°C	1	5'13" 8/10	30° nach oral	2351,61	
	2	5'23"		2350,71	1,75
	3	5'31" 7/10		2353,27	

DOLDER-STEG-GESCHIEBE

Mikro-Steg
Art der Verankerung der Hülse im Kunststoff: 2 endständige Lappen

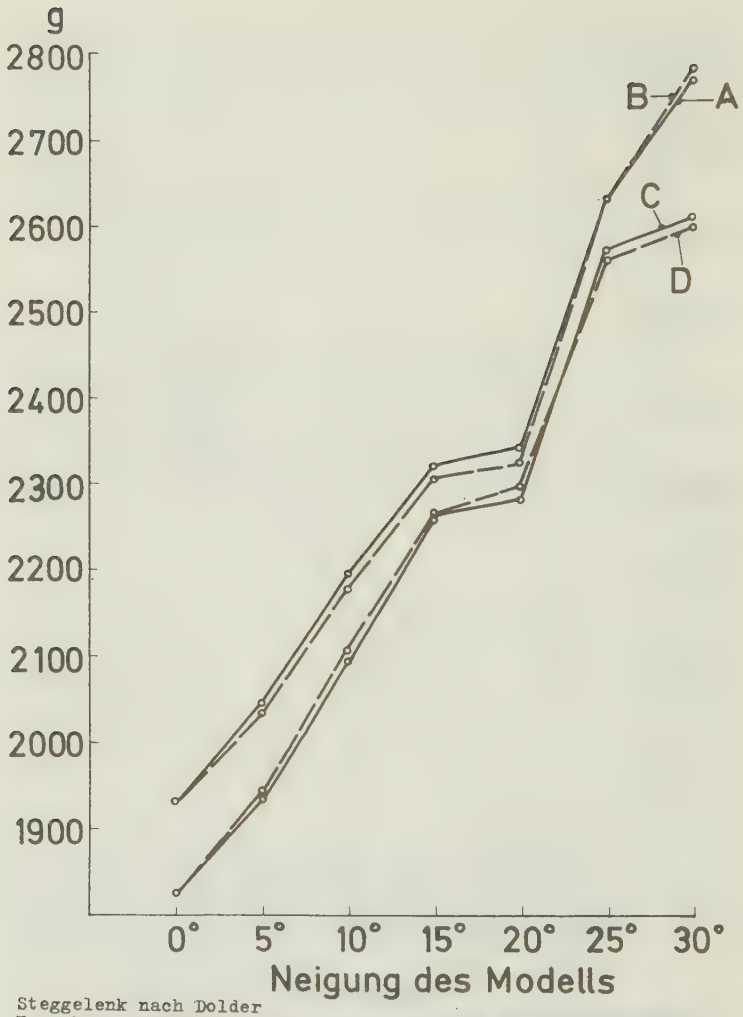
Temperatur des Raumes	Anzahl der Messungen	Zeit der Messung	Neigung des Modells	Abrißgewicht der "Prothese" in g	Innendurchmesser der Hülse in mm
20,7°C	1	5'9" 2/10	0°	1417,03	
	2	5'54" 6/10		1426,79	1,6
	3	5'43" 9/10		1421,70	
20,7°C	1	5'27"	15° nach vestib.	1454,83	
	2	5'36" 4/10		1461,57	1,6
	3	5'40" 8/10		1456,32	
20,7°C	1	5'6" 3/10	10° nach vestib.	1566,33	
	2	5'19" 7/10		1561,17	1,6
	3	5'22" 1/10		1562,79	
20,7°C	1	5'17" 2/10	15° nach vestib.	1846,36	
	2	6'1"		1847,03	1,6
	3	5'42" 6/10		1848,91	
20,7°C	1	5'14" 2/10	20° nach vestib.	2149,67	
	2	5'31" 4/10		2147,56	1,6
	3	5'56" 5/10		2143,31	
20,7°C	1	5'7" 1/10	25° nach vestib.	2183,21	
	2	5'16" 9/10		2184,17	1,7
	3	5'2" 4/10		2179,11	
20,7°C	1	5'17"	30° nach vestib.	2353,76	
	2	5'24" 7/10		2350,33	1,75
	3	5'21" 8/10		2351,23	



Steggelenk nach Dolder
Verankerungsart der Hülse im Kunststoff:
2 orale endständige Lappen
1 vestibulärer mittlerer Lappen

Makrosteg
A ——— Modellneigung nach oral
B ---- Modellneigung nach vestib.

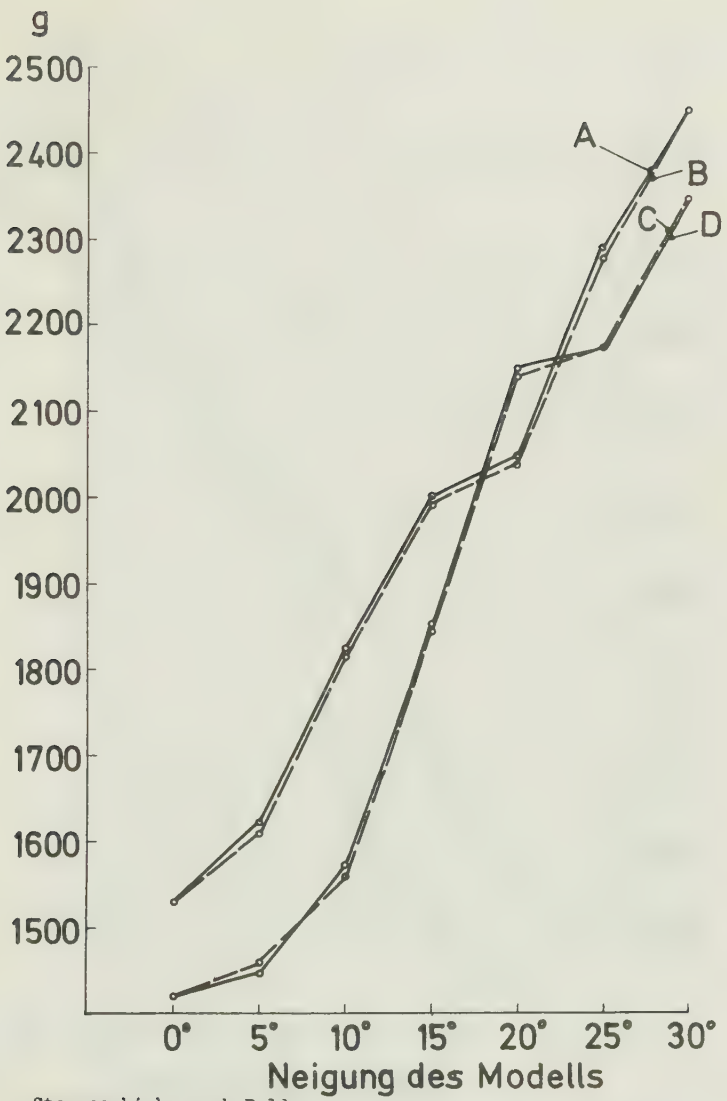
Mikrosteg
C ——— Modellneigung n. oral
D ---- Modellneigung n.vestib.



Steggelenk nach Dolder
Verankerungsart der Hülse im Kunststoff: 2 endständige Lappen

Makrosteg
A ——— Modellneigung nach oral
B ----- Modellneigung nach vestib.

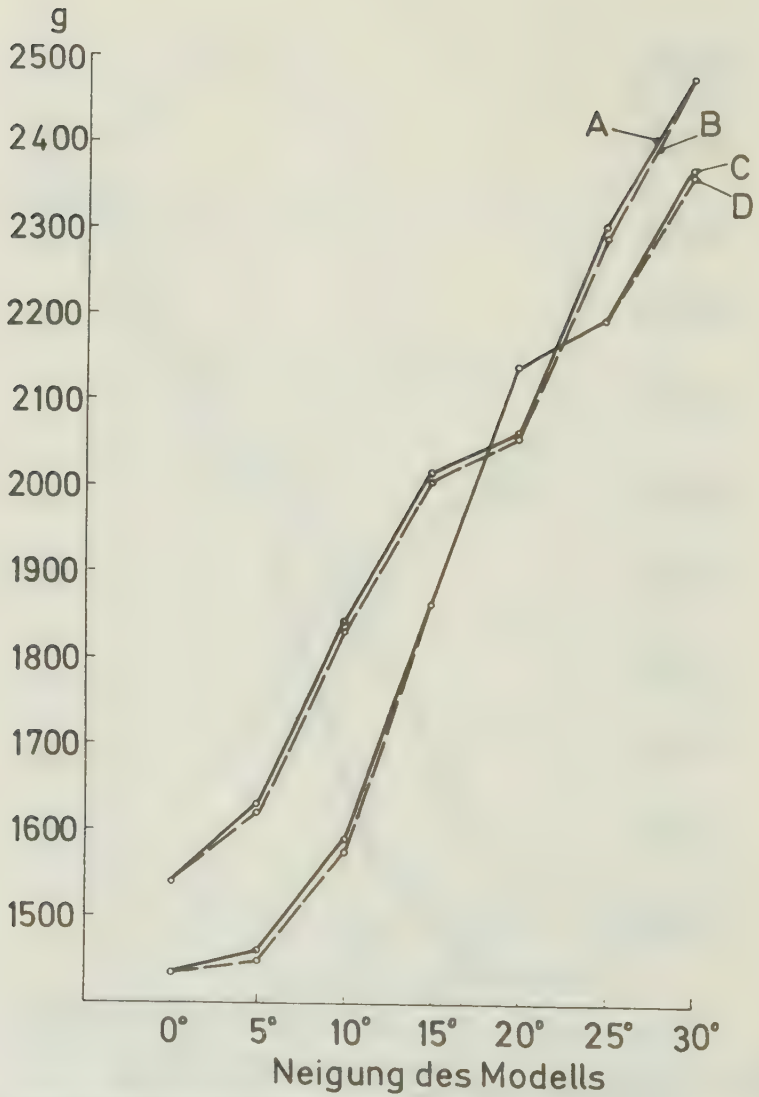
Mikrosteg
C ——— Modellneigung n. oral
D ---- Modellneigung n. vestib.



Steggeschiebe nach Dolder
Verankerungsart der Hülse im Kunststoff: 2 orale endständige Lappen
1 vestib.mittlerer Lappen

Makrosteg
A——Modellneigung nach oral
B---Modellneigung nach vestibulär

Mikrosteg
C——Modellneigung nach oral
D---Modellneigung nach vestib.



Steg-Geschiebe nach Dolder
Verankerungsart der Hülse im Kunststoff: 2 endständige Lappen

Makrosteg
A —— Modellneigung nach oral
B ---- Modellneigung n. vestib.

Mikrosteg
C —— Modellneigung nach oral
D --- Modellneigung n.vestibulär

4.) Resultate:

1) Allgemeines

Die in dieser Modifikation erfolgte Prüfung von Steg-Gelenken und Steg-Geschieben ist nur im Laborversuch möglich.
Der Angriffspunkt für den vertikalen Zug liegt bei jedem Versuchsmodell in der verlängerten Achsenrichtung des Hülsenscheitels. Das gilt vor allem bei den verschiedenen Neigungswinkeln. Die absoluten Zahlenwerte liegen deshalb so hoch, weil der vertikale Zug über der Hülse des jeweiligen Steg-Gelenkes bzw. Steg-Geschiebes punktförmig angreift.

Die Retentionskraft der Hülse am Steg ist abhängig von der Friktionsfläche. Die Reibefläche ist um so größer, je größer der Steg und damit die Hülse gewählt wird. DOLDER (6) gibt eine beidseitige Reibefläche von 40 mm^2 für den Normalsteg und von 32 mm^2 für den Mikrosteg pro 10 mm Geschiebelänge an.

Für das Steg-Gelenk, das bei den Versuchen in seiner Ruhelage (zwischen Hülse und Steg liegt ein 1 mm starker Hilfsdraht) fixiert ist, ergibt sich eine viel geringere Reibungsfläche. Die Hülse liegt dem Steg nur in ihrem mittleren Drittel an. Bei dem Makrosteg erhalten wir eine beidseitige Friktionsfläche von 20 mm^2, bei dem Mikrosteg von 15,8 mm^2 pro 10 mm Steg-Gelenklänge. Die Retentionskraft des Steg-Gelenkes wird zusätzlich dadurch bestimmt, daß

die Hülsenschenkel in ihrem mittleren Drittel dem Steg anliegen. Das Steg-Gelenk hat aber seinen stärksten Durchmesser am Ende des oberen Drittels. Bei vertikalem Zug muß neben der Friktionskraft zusätzlich die Elastizität der Hülsenschenkel überwunden werden.

2.) Das Steg-Gelenk

Aus den Versuchen und den oben erwähnten Faktoren ergibt sich, daß die Retentionskraft beim Steg-Gelenk die höheren absoluten Werte gegenüber dem Steg-Geschiebe trotz geringerer Retentionsfläche aufweist. Die Retentionsfläche beträgt beim Normalsteg (er entspricht dem Makrosteg) 30,70 mm^2, beim Mikrosteg 24,25 mm^2. Es wird dabei von der Voraussetzung ausgegangen, daß die Hülse dem Steg in ihrem gesamten zweiten Drittel anliegt.
Die Raumtemperatur und die Zeit der Messung haben keinen Einfluß auf die Meßergebnisse und können vernachlässigt werden. Die Werte für die orale und vestibuläre Modellneigung weichen nur sehr geringfügig voneinander ab. Sie liegen unter 1%. Unter vestibulärer Modellneigung versteht man die Kippung des Modells nach vorn (ventral), unter oraler Modellneigung die Kippung nach hinten (dorsal).
Die beiden von DOLDER angegebenen Verankerungsarten der Hülse im Kunststoff können als völlig ausreichend betrachtet werden. Ein Ausreißen der Hülse aus dem Kunststoff bei den angewandten Belastungen tritt nicht auf.
Die Retentionskraft der Hülse des Mikrosteg-Gelenkes ist bei den Modellneigungswinkeln von 0° - 25° um 2,5 - 6% niedriger als bei der Hülse des Makrosteg-Gelenkes, bei 30° 6-6,8% niedriger. Ein Nachlassen der Retentionskraft, verbunden mit einem Aufbiegen der Hülsenschenkel erfolgte bei 15°, dementsprechend auch

die geringere Zunahme der Retentionskraft bei 20°. Das Aufbiegen der Hülsen tritt besonders an den Enden der Hülsenschenkel auf. Die Hülse des Normalsteges biegt sich bei 20°Modellneigung um 7,1% auf, die des Mikrosteges bei 20° um 10 %.

3.) Das Steg-Geschiebe

Die Reibungsfläche für das Steg-Geschiebe beträgt beim Normalsteg (er entspricht dem Makrosteg) 61,40 mm^2 und für den Mikrosteg 49,12 mm^2. Die oben genannten Faktoren, (Raumtemperatur, Zeit während der Messung) die keinen Einfluß auf die Meßergebnisse haben, bleiben auch hier unberücksichtigt.
Die Hülse des Mikrosteg-Geschiebes hat bei den Neigungswinkeln 0° - 15° eine 6,7 %ige - 11,7 %ige geringere Retentionskraft gegenüber dem Normalsteg. Bei 20° übersteigt die Retentionskraft des Mikrosteges die des Normalsteges um 5 %, um danach bei 25° und 30° Modellneigung wieder auf 4,4 % abzusinken.
Ein Verlust der Retentionskraft tritt beim Normalsteg bei 20° Modellneigung ein, beim Mikrosteg bei 25°.
Prozentual ausgedrückt biegt sich die Hülse des Normalsteges bei 20° Modellneigung um 4,5 % auf, die des Mikrosteges bei 25° 6,2 %, bei 30° Modellneigung 3,1 % auf. Der Normal- und Mikrosteg des Steg-Geschiebes zeigten keine Veränderungen.
Die Messungen an den Hülsenschenkeln wurden mit einer Schiebelehre durchgeführt, die eine maximale Meßgenauigkeit von 1/10 mm aufweist.

III. Zusammenfassung:

Aus den experimentellen Untersuchungen geht hervor, daß die Retentionskraft der Hülse beim vertikalen Zug des Steg-Gelenkes (Normalsteg)bei 0^{o} 1947 g beträgt. Sie wächst bei 30^{o} auf 2787 g an, das bedeutet eine Zunahme der Retentionskraft von 43,1 %. Die Retentionskraft der Hülse des Mikrosteg-Gelenkes ist, obwohl die Friktionsfläche gegenüber dem Normalsteg nur 78,9 % beträgt, bei 0^{o} nur um 2,5 % niedriger als bei der Hülse des Makrosteg-Gelenkes. Bei den Modellneigungswinkeln von 5^{o} - 30^{o} liegt die Retentionskraft des Mikrosteg-Gelenkes um 2,5 - 6,8% niedriger als beim Normalsteg.

Beim Steg-Geschiebe (Normalsteg) beträgt die Retentionskraft bei 0^{o} 1540 g, bei 30^{o} Modellneigung 2303 g. Das entspricht einer Zunahme der Retentionskraft um 49,5 %. Die Hülse des Mikrosteg-Geschiebes ist bei kleinerer Friktionsfläche (20 % kleiner als die des Normalsteges) bei Modellneigungen von 5^{o} - 30^{o} 4,4 - 11,7 % geringer als beim Normalsteg.

Die Retentionskraft der Hülse ist bei der Steg-Gelenk- und Steg-Geschiebe-Prothese einmal von der Friktion der Hülse am Steg, zum anderen wesentlich von dem Elastizitätsverhalten der Hülsenschenkel abhängig. Da bei der Herstellung von Steg-Prothesen in der Regel größere Steglängen verwendet werden, (etwa 28 mm Steglänge bei einer Stegkonstruktion von -3 bis 3-) steigt die Friktionsfläche und damit die Retentionskraft.

Bei 0^{o} Modellneigung treten bei allen Modellen keine Formveränderungen an den Hülsenblechen auf. Eine Formveränderung an den Stegen wurde nicht beobachtet.

Die Retentionskraft des Steg-Gelenkes und Steg-Geschiebes nach DOLDER ist bei den Modellneigungen so groß, daß ein Entfernen der Prothese unter den entsprechenden Neigungswinkeln bei vertikalem Zug unmöglich ist und damit ver-

bunden eine Deformation des Hülsenbleches im Munde bei Oberkiefer- und Unterkiefersteg-Prothesen unter diesen Gesichtspunkten ausgeschlossen werden kann. Eine exakte Fixierung der Steg-Prothesen im Munde gegen vertikale Zugkräfte ist somit gewährleistet.

IV. Literatur-Verzeichnis

1. Ankersen, H.: Die Steg-Gelenk-Prothese nach Dolder, ihre Indikation und Herstellung. Zahnärztl. Rdsch. 67, 51 (1958)

2. Bringolf, U.: Kaudruckmessungen bei Trägern von Steg-Gelenk-Prothesen. Med.Diss. Zürich 1963

3. Dolder, E.: Die Steg-Gelenk-Prothese im Unterkiefer. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 63, 339(1953)

4. Dolder, E.: Die Steg-Geschiebe-Prothese. Zahnärztl. Rdsch. 63, 641 (1954)

5. Dolder, E.: Die Behandlung durch festen und abnehmbaren Zahnersatz, Indikationsbereiche und Kombinationsmöglichkeiten. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 69, 976(1959)

6. Dolder, E.: Steg-Prothetik
Die Steg-Gelenk-Prothese. Die Steg-Geschiebe-Prothese.
Ein Lehrbuch für die Praxis.

7. Dolder, E.: The Bar Joint Mandibular Denture. J. Prosth. Dent. 11, 689 (1961)

8. Dolder, E.: Bar Dentures
Internat. Dent. Journal 14, 249 (1964)

9. Dolder, E. und Schärer, P.: Die Steg-Gelenk-Prothese. Die Beweglichkeit der letzten Restzähne nach Kronenkürzung und Stegversteifung. Dtsch. zahnärztl. Z. 16, 358 (1961)

10. Eichner, K.: Handatlas der zahnärztlichen Prothetik. Carl Hanser Verlag, München 1962. S. 82, 88, 164, 198, 200.

11. Fisch, M.: Die Dynamik der Steg-Gelenk-Prothese im Unterkiefer. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 68, 1137(1958)

12. Furrer, E.: Die technische Herstellung der Steg-Gelenk-Prothese im Unterkiefer. Die Zahntechnik 14, 1 (1956)

13. Geiger, G.: Die Steg-Prothese. Zahnärztl. Praxis 8,9 (1957)

14. Gilmore, St. F.: A method of retention. Journal Allied Dental Societies, 8 118 (1913)

15. Goslee, H.J.: A new Attachment. Dental items 34, 734 (1912)

16. Gottfriedsen, J.P.: Die Unterkiefer-Stegprothese nach E. Dolder Zahnärztl. Praxis München 7,9 (1956)

17. Greuter, A.: Die Druckbeanspruchung der Steg-Gelenk-Prothese. Med. Diss. Zürich 1965

18. Kozma, O.: Abbauvorgänge am Kieferkamm unter Steg-Gelenk-Prothesen. Med. Diss. Zürich 1963

19. Naucke, R.: Zur Bewährung der Stegverbindungen und der Steg-Gelenk-Prothese nach Dolder. Dtsch. Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde 27, 260 (1956)

20. Richter, K.: Die Wirkungsweise von Ankerelementen. Med. Diss. Erlangen 1967

21. Schärer, P.: Die Stegkonstruktion als Versteifungsmittel im Restgebiß. Med. Diss. Zürich 1961

22. Setz, D. und Fuhr, K.: Erfahrungen mit auf Stegen abgestützten Prothesen. Zahnärztl. Welt / Reform 64 136 (1963)

23. Verarbeitungsanleitung "Der Candulor Barren und die schwenkbare Brücke" des Candulor Dentalwerkes Alfred Steen, Zürich /Schweiz

24. Wupper, H.: Die parodontale Abstützung bei geringem Restzahnbestand mittels Kronen-Steg-Gerüsten und Teleskopkronen. Zahnärztl. Welt / Reform 62, 17 (1961)

25. Wupper, H.: Die Verankerungsmöglichkeiten von Steg-Prothesen unter besonderer Berücksichtigung des "Druckankers" und des "Federstift-Druckankers". Zahnärzteblatt 12, 44 (1958)

Zum Schluß der Arbeit erlaube ich mir, Herrn Privatdozent Dr. L. Kobes für die Überlassung des Themas, für die zahlreichen Anregungen und die wertvolle Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit meinen ganz besonderen Dank auszusprechen.

Herrn Prof. Dr. E. Dolder danke ich recht herzlich für das Interesse, das er meiner Arbeit entgegenbrachte und für sein Einverständnis der Reproduktion und Wiedergabe der Abbildungen 1-10 aus seinem Lehrbuch "Steg-Prothetik".

Für die Hilfe bei der Herstellung der Versuchsapparatur sei Herrn Fritz Meißner an dieser Stelle herzlich gedankt.

Lebenslauf

Am 9.12.1938 wurde ich als Sohn des Zahnarztes Karl Cremers und seiner Ehefrau Hermine Cremers, geb. Illgen in Leisnig /i.Sa. geboren.
1945 trat ich in die Volksschule in Hartha ein, die ich bis 1954 besuchte, daran anschließend 4 Jahre die Staatliche Lessing-Oberschule in Döbeln, an der ich 1957 die Reifeprüfung ablegte. In einer Zusatzprüfung erlangte ich im Frühjahr 1958 in Adelheide bei Delmenhorst die Anerkennung meines Reifezeugnisses in der Bundesrepublik.
Im Sommer 1958 begann ich an der Universität Göttingen das Studium der Zahnheilkunde. Im Herbst 1964 legte ich an der Friedrich-Alexander-Universität zu Erlangen das Staatsexamen ab.
Seit Januar 1965 bin ich an der Klinik und Poliklinik für Zahn- Mund- und Kieferkranke der Universität Erlangen als Verwalter einer wissenschaftlichen Assistentenstelle auf der prothetischen Abteilung tätig.

Offsetdruck - Fotodruck
Josef Hogl
8520 Erlangen, Hauptstr. 109, (Nähe Martin-Luther-Platz,) Tel. 22990

Offsetdruck - Fotodruck
- J. Hogl, 8520 Erlangen, Hauptstr. 109, (Nähe Martin-Luther-Platz) Telefon 22990 -